

Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/EP05/051313

International filing date: 22 March 2005 (22.03.2005)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: DE
Number: 10 2004 017 853.4
Filing date: 13 April 2004 (13.04.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 25 April 2005 (25.04.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse

23. 03. 2005



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 10 2004 017 853.4
Anmeldetag: 13. April 2004
Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
80333 München/DE
Bezeichnung: Verfahren zum Erzeugen einer homogenen
Magnetisierung in einem räumlichen
Untersuchungsvolumen einer
Magnetresonanztanlage
IPC: G 01 R 33/36

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 18. November 2004
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Stanschus

Beschreibung

Verfahren zum Erzeugen einer homogenen Magnetisierung in einem räumlichen Untersuchungsvolumen einer Magnetresonan-
5 lage

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Erzeugen einer homo-
genen Magnetisierung in einem räumlichen Untersuchungsvolumen
einer Magnetresonanztomographieanlage im Rahmen einer Objektuntersu-
10 chung, welche Magnetresonanztomographieanlage eine Körperspule bestehend
aus mehreren Resonatorsegmenten und eine Steuerungs- und Aus-
werteeinrichtung zum separaten Ansteuern der einzelnen, von-
einander elektro-magnetisch entkoppelten Resonatorsegmente
entsprechend einem Satz vorgegebener segmentspezifischer An-
15 regungsparameter aufweist.

Die Magnetresonanztomographie ist eines der bildgebenden Ver-
fahren in der medizinischen Diagnostik, das die Wechselwir-
kung eines externen Feldes, hier eines Magnetfelds mit dem
20 menschlichen Körper zur Bildgebung nutzt. Der Aufbau und die
Funktionsweise einer solchen Magnetresonanztomographieanlage ist an und
für sich bekannt und muss nicht näher beschrieben werden.

In jüngerer Zeit werden auch Magnetresonanztomographieanlagen herge-
stellt, bei denen das Grundmagnetfeld mehr als 1,5 T, insbe-
sondere 3 T und mehr beträgt. Mit diesen Magnetresonanztomographiean-
lagen sind bessere Auflösungen erzielbar, jedoch treten im
Stand der Technik vermehrt Inhomogenitäten der Bildqualität
auf, die auf Inhomogenitäten im von der Körperspule erzeugten
30 Anregungsfeld zurückzuführen sind.

Aus EP 1 279 968 A2 ist eine Magnetresonanztomographieanlage bekannt,
bei der gemäß der eingangs beschriebenen Anlagengestaltung
elektro-magnetisch voneinander entkoppelte Resonatorsegmente
35 vorgesehen sind, die die Körperspule bilden. Hier können die
einzelnen Resonatorsegmente bei der gewünschten Resonanzfre-
quenz unabhängig voneinander schwingen. Jedem Resonatorseg-

ment ist ein separater Sendekanal zugeordnet, das heißt, jedes Resonatorsegment kann separat angesteuert werden, wodurch die Erzeugung separater Einzelfelder, die in ihrer Gesamtheit das zirkularpolarisierte hochfrequente Magnetfeld ergeben, 5 möglich ist. Die Amplitude und die Phase jedes einzelnen Sendekanals kann entsprechend eingestellt werden.

Die Bildqualität bei Magnetresonanzenzsystemen hängt wie beschrieben in beachtlichem Maß von der Homogenität der räumlichen Verteilung derjenigen Komponente des zirkularpolarisierten, hochfrequenten Magnetfelds, die das Auslenken der Spins aus der Gleichgewichtslage bewirkt, ab. Speziell bei höheren Frequenzen wird die Homogenität des Magnetfelds jedoch nicht mehr allein durch die Ströme auf den Antennen, sondern auch 10 durch die Ströme im Patientenkörper wesentlich beeinflusst. Die Ansteuerung der Resonatorsegmente erfolgt anhand eines festgelegten Anregungsparametersatzes, der hinsichtlich der Amplituden und Phasen der Ansteuersignale der einzelnen Resonatorsegmente im Hinblick auf ein möglichst homogenes Magnetfeld gewählt ist. 15 20

Ein zentrales Problem im Rahmen der MR-Untersuchung mit einem vergleichsweise starken Grundmagnetfeld ist aber die aufgrund der sehr hohen Arbeitsfrequenzen des Anregungsmagnetfelds gegebene Patientenbelastung, hervorgerufen durch patientenseitig aufgenommene Verlustleistung. Wird beispielsweise mit einem Grundmagnetfeld von 3 T gearbeitet, beträgt die Frequenz des zirkularpolarisierten Anregungsmagnetfelds z.B. 128 MHz. Aus der hohen Frequenz und der damit verbundenen geringeren Eindringtiefe des Magnetfelds resultieren stärkere Inhomogenitäten, die dazu führen, dass der Spinflip über das Untersuchungsvolumen nicht ausreichend ist. Daneben resultiert daraus aber auch eine stärkere Erwärmung des Körpers aufgrund des hohen Energieeintrags. Dieser erhöhte Energieeintrag kann lokal bezüglich des Untersuchungsvolumens wie 30 auch global bezüglich des Untersuchungsobjekts selbst nicht beliebig hoch sein, vielmehr sind im Rahmen der MR-Unter-

suchung Grenzwerte zu berücksichtigen, um den Patienten nicht zu stark zu belasten. Dabei betrifft die lokale spezifische Absorptionsrate (SAR) den lokalen Energieeintrag pro Gewichtseinheit und wird angegeben als Verlustleistungsdichte pro Kilogramm Gewicht, während die globale Absorptionsrate die Summe der lokalen Absorptionsraten über das gesamte Untersuchungsobjekt darstellt. Beispielsweise kann die globale Absorptionsrate unterhalb des Grenzwertes liegen, während die lokale Absorptionsrate in einem bestimmten Punkt des Untersuchungsvolumens den Grenzwert überschreitet und es zu einer lokalen Verbrennung des Patienten kommen kann.

Dem Ziel eines möglichst homogenen Anregungsmagnetfelds steht also das Problem der Patientenbelastung entgegen, die bei Anregung mit einem vorbestimmten Anregungsparametersatz, der zu einem sehr homogenen Magnetfeld führen würde, die Aufnahmemöglichkeiten begrenzt.

Der Erfindung liegt damit das Problem zugrunde, ein Verfahren zur Erzeugung eines homogenen hochfrequenten Magnetfelds anzugeben, das einerseits eine sehr gute Homogenisierung der Feldverteilung innerhalb eines räumlichen Untersuchungsvolumens zulässt, gleichzeitig aber auch die Belastung des Patienten reduziert.

Zur Lösung dieses Problems ist bei einem Verfahren der eingangs genannten Art erfindungsgemäß vorgesehen, dass die Resonatorsegmente innerhalb einer Anregungssequenz zeitlich sequentiell unter Verwendung unterschiedlicher Anregungsparametersätze mit im Wesentlichen gleicher Phasenverteilung des resultierenden Flipwinkels der präzedierenden Kernmagnetisierung im Untersuchungsvolumen angeregt werden.

Der Erfindung liegt der Gedanke zugrunde, die Anregung während der gesamten Anregungszeit nicht anhand eines einzelnen Anregungsparametersatzes vorzunehmen, sondern hierfür mehrere zu verwenden. Die Anregung erfolgt zeitlich sequentiell unter

Verwendung der unterschiedlichen Anregungsparameter, das heißt, die gesamte Anregungssequenz wird in eine beliebige Vielzahl unterschiedlicher Zeitfenster gestückelt, wobei innerhalb jedes Zeitfensters mit einem anderen Anregungsparametersatz im Vergleich zum vorherigen Zeitfenster angeregt wird. Es erfolgt also eine Subpuls-Anregung anstelle der im Stand der Technik bekannten Anregung mit nur einem Puls mit definierten Anregungsparametersatz, der während des gesamten Anregungszyklus beibehalten wird.

10

Nachdem sich zu jedem Anregungsparametersatz ein unterschiedliches Magnetfeld aufbaut, ist folglich der jeweilige lokale Energieeintrag in das Untersuchungsvolumen unterschiedlich. Nachdem sich aber die Orte des lokalen Energieeintrags mit jedem neuen verwendeten Anregungsparametersatz, also von Subpuls zu Subpuls, ändern, kommt es während der gesamten Anregungssequenz nicht dazu, dass sich lokal betrachtet eine zu starke Erwärmung einstellt und es zu lokalen Verbrennungen kommen kann. Das heißt, der einzelne lokale Energieeintrag während der sehr kurzen Anregungsdauer mit einem bestimmten Parametersatz ist sehr gering und eben nicht ausreichend, um zur beschriebenen unzulässigen Erwärmung zu führen. Dies wird durch den hochfrequenten Wechsel der Anregungsparametersätze vermieden. Hieraus folgt, dass die Verlustleistung minimiert werden kann, das heißt, die Hochfrequenz-Belastungsgrenzwerte des Patienten können während der gesamten Anregung wesentlich ausgeschöpft werden, um z.B. zu einer schnelleren Bilderfassung zu gelangen.

20

30

Der Flipwinkel baut sich schrittweise bis zum maximal gewünschten resultierenden Flipwinkel auf, damit einhergehend baut sich auch die Magnetisierung schrittweise auf, die einzelnen Felder, die mit jedem einzelnen Anregungssatz erzeugt werden, überlagern einander. Nachdem Anregungsparametersätze verwendet werden, die eine im Wesentlichen gleiche Phasenverteilung des resultierenden Flipwinkels der präzedierenden Kernmagnetisierung im Untersuchungsvolumen anregen, kommt es

35

zu einer konstruktiven Feldüberlagerung und einem konstruktiven Flipwinkelaufbau, so dass trotz unterschiedlicher Anregungsparametersätze eine homogene Flipwinkel-Amplitudenverteilung und damit ein homogenes Feld erreicht wird, jedoch
5 mit einer deutlich geringeren lokalen SAR-Belastung.

Wie beschrieben sollte die Auswahl der verwendeten Unterschiedlichen Anregungsparametersätze derart sein, dass die Phasenverteilung des Flipwinkels im Gesamtgebiet der kombinierten Sätze übereinstimmt, mithin also ein konstruktives
10 Zusammenspiel erreicht wird, so dass es wiederum zu einer homogenen Flipwinkel-Amplitudenverteilung kommt. Gleichzeitig sollten die sich überlagernden, parametersatzspezifischen Einzelfelder ihrerseits eine möglichst homogene Magnetfeldverteilung, jedoch unterschiedliche SAR-Verteilungen aufweisen.
15 Infolgedessen werden die zu verwendenden Anregungsparametersätze zweckmäßigerweise in Abhängigkeit der Homogenität des satzspezifischen Magnetfelds ausgewählt. Das heißt, es erfolgt zunächst eine Erfassung der Homogenität des einem Anregungsparametersatz zugrunde liegenden erzeugten Feldes
20 bezogen auf das Untersuchungsvolumen, wonach aus der Gesamtschar der Anregungsparametersätze diejenigen ausgewählt werden, die möglichst homogen sind, und die hinsichtlich der Flipwinkel-Phasenverteilung eingesetzt werden können.

Die Auswahl der verwendbaren Amplituden-Phasen-Sätze kann besonders vorteilhaft mit einem Verfahren, wie es in der nachveröffentlichten deutschen Patentanmeldung DE 103 50 069.3 beschrieben ist, erfolgen. Dort ist ein Optimierungsverfahren
30 zur Erzeugung von Amplituden-Phasen-Sätzen, die zu einem sehr homogenen hochfrequenten Magnetfeld führen, beschrieben, das nach einer ersten Erfindungsausgestaltung vorsieht, bei in der Anlage befindlichem Objekt zunächst separat alle einzelnen Resonatorsegmente anhand definierter Anregungsparameter
35 anzuregen und die jeweilige segmentspezifische Magnetfeldverteilung im Untersuchungsvolumen zu bestimmen, wonach eine rechnerische Überlagerung der segmentspezifischen Magnetfeld-

verteilungen zur Ermittlung der Gesamtfeldverteilung im Untersuchungsvolumen erfolgt, welche Gesamtfeldverteilung anschließend hinsichtlich der Homogenität anhand eines Bewertungsalgorithmus bewertet wird und anschließend eine Ermittlung etwaige Änderungen eines oder mehrerer Anregungsparameter eines oder mehrerer Resonatorsegmente zum Ausgleich einer festgestellten Feldinhomogenität erfolgt. Neben der realen Anregung der Resonatorsegmente bei eingebrachtem Untersuchungsobjekt kann eine entsprechende Parametersatzerzeugung auch auf Basis einer Simulation der sich ergebenden segment-spezifischen Magnetfeldverteilungen zu den einzelnen Resonatorsegmenten bei einer angenommenen separaten Anregung jedes einzelnen Resonatorsegments mit definierten Anregungsparametern seitens einer Steuerungs- und Verarbeitungseinrichtung unter Verwendung eines Simulationsmodells der Magnetresonanzanlage und des Untersuchungsobjekts erfolgen, wobei auch in diesem Fall die simulierten Feldverteilungen überlagert und ein Gesamtfeld ermittelt wird, das anschließend hinsichtlich der Homogenität bewertet wird und zu dem gegebenenfalls Änderungen hinsichtlich der Anregungsparameter ermittelt werden.

Auf diese Weise kann also eine beachtlich große Schar von unterschiedlichen Anregungsparametersätzen mit unterschiedlichen Amplituden-Phasen-Kombinationen, die jeweils zu unterschiedlichen Feldern führen, erfasst werden, aus denen dann in Abhängigkeit der jeweiligen satzspezifischen Feldhomogenität diejenigen Amplituden-Phasen-Sätze ausgewählt werden, die im Rahmen des erfindungsgemäßen Verfahrens verwendet werden.

Nach einer ersten Erfindungsausgestaltung ist es möglich, das jeweilige Untersuchungsvolumen in seiner Gesamtheit auf Basis des jeweils zeitlich innerhalb der gesamten Anregungsfrequenz verwendeten Anregungsparametersatzes anzuregen. Eine Erfindungsalternative sieht dem gegenüber vor, dass das Untersuchungsvolumen in mehrere Subvolumina unterteilt wird, wobei für jedes Subvolumen mehrere zur sequentiellen Ansteuerung der Resonatorsegmente zu verwendende unterschiedliche Anre-

gungsparametersätze verwendet werden. Es erfolgt gemäß dieser Erfindungsausgestaltung also eine zusätzliche Aufspaltung des Untersuchungsvolumens in zwei oder mehr Subvolumina, wobei jedem Subvolumen eine Anzahl unterschiedlicher Anregungspara-
5 metersätze, deren Eigenschaften jedoch die gleichen sind wie oben beschrieben (nämlich einander entsprechende Feldhomogenität sowie übereinstimmende Phasenverteilung des Flipwinkels, dann aber im Subgebiet), zugeordnet ist. Für jedes Subgebiet können also auch hier beispielsweise auch auf Basis
10 des oben beschriebenen Optimierungsverfahrens aus der nachveröffentlichten deutschen Patentanmeldung DE 103 50 069.3 eine Anzahl von Sätzen ermittelt werden, die zum einen eine möglichst große Flipwinkelamplitudenverteilung im jeweiligen Subgebiet erreichen lassen, um möglichst effizient innerhalb
15 der zur Verfügung stehenden Zeit anzuregen und um möglichst schnell den schrittweisen Aufbau des Flipwinkels und damit der Magnetisierung zu erzielen, und die zu einer weitgehend homogenen Flipwinkel-Amplitudenverteilung im Subgebiet führen, wobei auch hier die Flipwinkel-Phasenverteilung im gesamten Untersuchungsvolumen im Wesentlichen gleich sein sollte.
20 Das heißt, es wird zunächst eine Parametersatzschar ermittelt, deren Flipwinkelamplitude im jeweiligen Subgebiet möglichst groß ist sowie deren Flipwinkel-Amplitudenverteilung im jeweiligen Subgebiet im Wesentlichen homogen ist, aus welcher Satzschär anschließend diejenigen ausgewählt werden, die sich durch weitgehend übereinstimmende Flipwinkel-Phasenverteilung im Gesamtgebiet und vornehmlich eine geringe Verlustverteilung auszeichnen.

30 Anhand der hierüber ermittelten Parametersätze werden nun die einzelnen Subpulse unter zeitlich sequentieller, also nacheinander folgender Verwendung der ermittelten unterschiedlichen, subvolumenspezifischen Sätze gegeben, wobei sich die einzelnen Flipwinkel und damit die lokalen Subvolumenfelder
35 ergänzen, so dass sich im Gesamtvolumen eine homogene Magnetisierung aufbaut. Die Unterteilung in Subgebiete erleichtert dabei die Homogenisierung, das heißt die Zahl existierender

(und z.B. mit dem Optimierungsverfahren aus der nachveröffentlichten deutschen Patentanmeldung DE 103 50 069.3) ermittelbaren Amplituden-Phasen-Sätze mit befriedigender Homogenität steigt beträchtlich. Aus dieser großen Anzahl kann nun
5 eine Vielzahl von Sätzen gefunden werden, die sich durch geringen Leistungsbedarf auszeichnen, die also besonders effizient die Magnetisierung im Subgebiet aufbauen. Die Kombination derart ausgewählter Sätze führt nun zu einem besonders geringen Gesamtleistungsbedarf, wenn ein weitgehend phasenrichtiger, konstruktiver Beitrag zur Erhöhung des Flipwinkels
10 jedes Subpulses im Gesamtgebiet erreicht wird. Die Erfassung der relevanten, zu verwendenden Sätze, egal ob nun eine Gesamtvolumen- oder eine Subvolumenanregung erfolgt, erfolgt über die Steuerungs- und Auswerteeinrichtung der Magnetresonanztanlage, die hierfür entsprechende Erfassungs- und Auswertungs-
15 algorithms aufweist.

Bei einer Subvolumen-Anregung kann es weiterhin zweckmäßig sein, wenn die Amplitude eines zu verwendenden Anregungsparametersatzes und/oder die Anregungsdauer unter Verwendung
20 eines Anregungssatzes und die Phasenverschiebung eines zu verwendenden Anregungsparametersatzes derart bestimmt werden, dass sich im gesamten Untersuchungsvolumen eine im Wesentlichen homogene Flipwinkel-Amplitudenverteilung ergibt. Es erfolgt also nach Bestimmung der zu verwendenden Parametersätze nochmals mit einem weiteren Optimierungsalgorithmus beispielsweise eine Anpassung der Pulsstärke, also beispielsweise eine Änderung der Amplitude aller Ansteuersignale eines
30 Satzes um einen gemeinsamen Faktor und/oder eine Verlängerung der Pulsdauer und beispielsweise auch eine Phasenverschiebung für die zeitlich aufeinander folgende Ansteuerung der Resonatorsegmente mit den ausgewählten Amplituden-Phasen-Sätzen derart, dass sich eine homogene Flipwinkel-Amplitudenverteilung im Gesamtgebiet einstellt.

35 Für beide Anregungsvarianten, nämlich die Anregung des gesamten Volumens oder die Subvolumen-Anregung, ist entscheidend,

dass die Phasenverteilungen der ausgewählten Sätze innerhalb des zu optimierenden Gesamtgebiets weitgehend übereinstimmen, um nach jedem Subpuls einen weiteren positiven Zuwachs im Flipwinkel an jedem Ort des Gesamtgebiets, auch wenn sich
5 dieses aus Subgebieten zusammensetzt, zu erhalten.

Insgesamt kann unter Verwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens der Verlusteintrag in den Patienten lokal (bei einer Anregung des gesamten Volumens) beziehungsweise lokal und global (bei einer Anregung des Gesamtvolumens über Subvolumina)
10 verringert werden. Die zur Erreichung eines vorgegebenen Flipwinkels verminderte HF-Belastung des Patienten kann unter Ausschöpfung der SAR-Belastungsgrenzwerte zur Anpassung von Bildaufnahmesequenzen z.B. für eine schnellere Bilderfassung
15 besser genutzt werden.

Neben dem erfindungsgemäßen Verfahren betrifft die Erfindung ferner eine Magnetresonanzanlage mit einer Steuerungs- und Auswerteeinrichtung, ausgebildet zur Durchführung des be-
20 schriebenen Verfahrens.

Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus den im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispielen sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

Fig. 1 eine Prinzipdarstellung einer Magnetresonanzanlage,

Fig. 2 eine Prinzipdarstellung eines Schnitts durch eine Körperspule,
30

Fig. 3 eine Darstellung der zeitlichen Ansteuerung der Körperspule aus Fig. 2 mit n Subpulsen mit jeweils unterschiedlichen Anregungsparametersätzen innerhalb der gesamten Anregungssequenz,
35

Fig. 4 eine Prinzipdarstellung der Überlagerung der pulsspezifischen Einzelfelder zu einer Gesamtanregung im Untersuchungsvolumen, und

5 Fig. 5 eine Prinzipdarstellung des Aufbaus der Magnetisierung im gesamten Untersuchungsvolumen bei separater Anregung der Magnetisierung in Subvolumina.

Fig. 1 zeigt eine erfindungsgemäße Magnetresonanzanlage, die
 10 einen Untersuchungsbereich 1 aufweist. Mittels einer Patientenliege 2 ist ein Untersuchungsobjekt 3, hier ein Mensch, in den Untersuchungsbereich 1 einbringbar. Der Untersuchungsbereich 1, in dem das Untersuchungsvolumen liegt, wird mittels eines Grundfeldmagneten 4 mit einem Grundmagnetfeld beaufschlagt. Das Grundmagnetfeld ist zeitlich konstant (statisch)
 15 und örtlich so homogen wie möglich. Es weist eine magnetische Feldstärke auf, die vorzugsweise 3 T oder mehr beträgt.

Der Grundfeldmagnet 4 ist vorzugsweise supraleitend ausgebildet. Es sind somit keine weiteren Ansteuerungen durch eine Steuerungs- und Auswerteeinrichtung 5, über die der Anlagenbetrieb gesteuert wird, erforderlich.
 20

Die Magnetresonanzanlage weist ferner ein Gradientensystem 6 auf, mittels dem der Untersuchungsbereich 1 mit Gradientenmagnetfeldern beaufschlagbar ist. Das Gradientensystem 6 ist von der Steuerungs- und Auswerteeinrichtung 5 ansteuerbar, so dass im Gradientensystem 6 Gradientenströme fließen.

30 Ferner weist die Magnetresonanzanlage eine Körperspule 7 auf, der in der Regel eine Doppelfunktion zukommt. Sie dient als Sendeantenne zur Felderzeugung und als Empfangsantenne zur Aufnahme von Signalen. Die Körperspule 7 ist von der Steuerungs- und Auswerteeinrichtung 5 ansteuerbar, so dass in ihr
 35 entsprechende Anregungsströme gemäß den Anregungsparametern, wie sie in der Steuerungs- und Auswerteeinrichtung 5 vorliegen, fließen.

Mittels der Körperspule 7 ist das im Untersuchungsbereich 1 liegende Untersuchungsvolumen mit einem hochfrequenten Anregungsmagnetfeld beaufschlagbar. Falls in den Untersuchungsbe-
5 reich 1 das Untersuchungsobjekt 3 eingebracht ist, ist dieses somit zur Magnetresonanz anregbar. Die so erzeugten Magnetresonanzsignale werden dann im gezeigten Anlagenbeispiel über die Körperspule 7, die dann als Empfangsantenne arbeitet, aufgenommen. Die empfangenen Magnetresonanzimpulse werden der
10 Steuerungs- und Auswerteeinrichtung 5 zugeführt und von dieser zur Erzeugung des Magnetresonanzbilds ausgewertet, das an einem nicht näher gezeigten Monitor ausgegeben wird.

Die Qualität der Magnetresonanzbilder hängt unter anderem von
15 der Homogenität des über die Körperspule 7 erzeugten Anregungsmagnetfelds ab. Um ein hinsichtlich der Homogenität optimales Anregungsmagnetfeld erzeugen zu können, sind die einzelnen Resonatorsegmente 8 der Körperspule 7 separat ansteuerbar, das heißt jedes Resonatorsegment ist separat zur Fel-
20 derzeugung ansteuerbar.

Wie Fig. 2 zeigt besteht eine Körperspule 7 aus einer Vielzahl einzelner Resonatorsegmente, im gezeigten Ausführungsbeispiel sind sechzehn Resonatorsegmente 8 vorgesehen. Jedes Resonatorsegment besteht aus wenigstens einer Kapazität 9 so-
wie einem Leiterelement 10, das beispielsweise parallel zur Längsachse des Grundfeldmagneten 4 verläuft. Ein Leiterelement ist zweckmäßigerweise als Bandleiter ausgebildet. Die Resonatorsegmente 8 sind so angeordnet, dass sie den Untersu-
30 chungsbereich 1 umgeben.

Damit die Resonatorsegmente 8 separat angesteuert werden können, ist es erforderlich, sie elektromagnetisch voneinander zu entkoppeln. Dies kann auf unterschiedliche Weise erfolgen.
35 Es sei hier exemplarisch auf EP 1 279 968 A2 verwiesen, wo verschiedenen Entkopplungsmöglichkeiten beschrieben sind, die auch bei der erfindungsgemäßen Magnetresonanzanlage - wenn-

gleich hier nicht im Detail beschrieben - vorgesehen werden können.

Fig. 3 zeigt als Prinzipdarstellung den zeitlichen sequen-
 5 tiellen Ansteuerungsmodus, wie er erfindungsgemäß vorgeschla-
 gen ist. Aufgetragen ist die Zeitachse, dargestellt ist ein
 gesamter Anregungszyklus, gekennzeichnet durch die Start- und
 Endzeitpunkte t_0 und t_n , der in n Zeitfenster unterteilt ist.
 In Zeitpunkt t_0 wird mit einem ersten Anregungsparametersatz
 10 S1 die Anregung der Resonatorsegmente der Körperspule, wie
 sie Fig. 2 zeigt, durchgeführt. Die Dauer dieser Subpulsanre-
 gung ist relativ kurz und endet im Zeitpunkt t_1 , wonach die
 Anregung unter Verwendung eines anderen Anregungsparameter-
 satzes S2, der zu einer ähnlichen Feldhomogenität wie der Pa-
 15 rametersatz S1 führt, dem jedoch andere Anregungsparameter
 zugrunde liegen, fortgesetzt wird. Der Subpuls S2 liegt bis
 zum Zeitpunkt t_2 an, wonach zum Anregungsparametersatz S3 ge-
 wechselt wird, der der Anregung zugrunde liegt. Auf diese
 Weise setzt sich die Anregung unter Verwendung jeweils unter-
 20 schiedlicher Anregungsparametersätze bis zum Einsatz des
 letzten Parametersatzes S_n fort, der bis zum Zeitpunkt t_n der
 Anregung zugrunde liegt, wonach die Anregung insgesamt been-
 det wird.

An dieser Stelle ist darauf hinzuweisen, dass die Anregungs-
 parametersätze nicht allesamt unterschiedlich sein müssen. Es
 ist auch denkbar, Parametersätze des öfteren zu verwenden.
 Wichtig ist aber in jedem Fall, dass ein hinreichend häufiger
 Wechsel und eine hinreichende Anzahl unterschiedlicher Para-
 30 metersätze verwendet wird, da jeder Parametersatz zwar lokale
 Verlustleistungen in das Untersuchungsgebiet einbringt, diese
 aber lokal unterschiedlich liegen, so dass sie während des
 gesamten Zyklus nicht zusammenfallen und sich nicht verstär-
 ken und es zu lokal unzulässigen Energieeinträgen kommt.

35 Wie Fig. 3 ferner zeigt, ist es nicht erforderlich, dass die
 Dauer der einzelnen Subpulse jeweils gleich ist. Es ist auch

denkbar, dass der eine oder andere Subpuls kürzer oder länger als ein vorausgehender Subpuls ist.

Die Wirkungsweise der unterschiedlichen Anregungsmodalitäten lässt sich anhand der Figuren 4 und 5 prinzipiell darstellen. Dem liegt der Grundgedanke zugrunde, dass der Flipwinkel schrittweise aufgebaut wird, wozu die einzelnen Subpulse dienen, deren Phasenverteilung im zu optimierenden Gesamtgebiet weitgehend übereinstimmt.

Dem liegen folgende physikalische Zusammenhänge zugrunde:

Bei einer Magnetresonanzuntersuchung sorgt ein starkes Grundmagnetfeld mit der magnetischen Flussdichte B_0 (z.B. 1,5 T oder 3 T) für die Präzision der kernmagnetischen Momente mit der Lamor-Frequenz ω . Dabei gilt:

$\omega = \gamma \cdot B_0$, wobei γ das gyromagnetische Verhältnis bezeichnet.

Gemittelt über die magnetischen Kernmomente in einem Volumenelement wird hierdurch eine Nettomagnetisierung M_0 erreicht, die ebenfalls mit der Lamor-Frequenz präzediert. Im thermischen Gleichgewicht ist M_0 parallel zu B_0 gerichtet. Wird nun ein magnetisches hochfrequentes Wechselfeld, das gemäß vorliegender Erfindung möglichst homogen erzeugt werden soll, mit der Flussdichte B_1 angelegt, das mit der Lamor-Frequenz (in Resonanz) schwingt und für ein Zeitintervall Δt einwirkt, wird der Magnetisierungsvektor gegen die B_0 Feldrichtung um einen Winkel α ausgelenkt. Den Winkel α bezeichnet man als Flipwinkel. Befindet man sich in einem mit der Lamor-Frequenz um die B_0 -Feldrichtung rotierende Koordinatensystem, so gilt für die zeitliche Änderung der Magnetisierung M :

$$\frac{\delta \vec{M}}{\delta t} = \gamma \cdot \vec{M} \times \vec{B}_1$$

Ist B_1 konstant für das Zeitintervall Δt , so gilt für den Flipwinkel α :

$\alpha = \gamma \cdot B_1 \cdot \Delta t$, wobei B_1 der Betrag ist.

5

Der Flipwinkel α ist der Winkel zwischen dem Magnetisierungsvektor M und dem B_0 -Vektor. Die Flussdichte B_1 weist eine räumliche Verteilung über das Untersuchungsvolumen auf. Sowohl die Amplitude als auch der Phasenwinkel sind ortsabhängig. Damit werden an verschiedenen Punkten a und b im Untersuchungsvolumen nach Einwirken des B_1 -Feldes für die Dauer Δt unterschiedliche Magnetisierungen M_a und M_b erhalten.

10

Als Flipwinkelamplitude ist der Winkel der Magnetisierung M_a beziehungsweise M_b zum B_0 -Feldvektor gemeint. Als Phase des Flipwinkels ist der Winkel der Projektion von M auf die Vertikalebene zum B_0 -Feldvektor gemeint. Legt man ein Koordinatensystem zugrunde, so würde der B_0 -Feldvektor in Richtung der z -Achse gerichtet sein, senkrecht hierzu liegen die x - und die y -Achse, die die x - y -Ebene aufspannen. Das heißt, die Flipwinkelamplitude wäre der Magnetisierungswinkel zur z -Achse, während die Phase des Flipwinkels der Winkel der Projektion der jeweiligen Magnetisierung in den jeweiligen Punkten auf die x - y -Ebene mit der x -Achse ist. Da beide Winkel ortsabhängig sind, wird sowohl eine Flipwinkelverteilung (Amplitude des Flipwinkels) als auch eine Phasenwinkelverteilung des Flipwinkels erhalten.

20

Erfindungsgemäß wird aufgrund der Subpulsanregung die Flipwinkelverteilung schrittweise aufgebaut, das heißt, der Flipwinkel baut sich von Puls zu Puls stärker auf. Insgesamt ergibt sich die Flipwinkelverteilung $\alpha(r)$ nach einer zeitlich sequentiellen Ansteuerung mit den Sätzen S_n mit einer Pulsdauer τ_n und der Phasenverschiebung φ_n wie folgt:

35

$$a(\vec{r}) \propto \sum_n \int_0^{\tau_n} B_{1,S_n}(\vec{r}, t) \cdot e^{i\varphi_n} dt$$

Fig. 4 zeigt als Prinzipskizze den Aufbau der Magnetisierung, der ein schrittweiser Aufbau des Flipwinkels zugrunde liegt, anhand dreier exemplarischer Einzelpulse. Gezeigt ist ein Patient 3 sowie ein Untersuchungsvolumen U, in dem eine möglichst homogene Magnetisierung erzeugt werden soll. Das Magnetfeld wird natürlich auch im sonstigen Bereich des Patienten 3 erzeugt, nachdem die Bildaufnahmen jedoch im Untersuchungsvolumen erfolgen soll, ist auch nur dort eine homogene Magnetisierung erforderlich.

Wird nun der erste Subpuls S1 angelegt, so baut sich eine erste Magnetisierung M1 im Untersuchungsvolumen U auf. Gezeigt sind ferner lokale Erwärmungsgebiete 11, sogenannte Hot Spots, also Gebiete hohen Energieeintrags und damit hoher lokaler Verlustleistung, die bezüglich der lokalen SAR-Belastung von Relevanz sind.

Nach Ablauf der Anregungszeit t_1 wird mit dem Subpuls S2, dem ein anderer Parametersatz zugrunde liegt, angeregt. Es ergibt sich die Gesamtmagnetisierung M2, die wie durch die zunehmende Strichelung dargestellt ist, stärker als die mit dem Subpuls S1 erhaltene Magnetisierung ist. Dies wird aufgrund der konstruktiven Feldüberlagerung und der konstruktiven Addition der Flipwinkelzunahme erreicht. Der Subpuls S2 führt wiederum zu lokalen Energieeinträgen 12, jedoch liegen diese ersichtlich an anderen Stellen, sie fallen also nicht mit den Energieeinträgen 11 zusammen. Das heißt, sie verstärken einander nicht, der lokale Energieeintrag ist jeweils deutlich niedriger als es belastungsmäßig zulässig ist.

Nach Ablauf der Anregung mit dem Subpuls S2 wird die Anregung mit dem Subpuls S3 weitergeführt, die Gesamtmagnetisierung M3 verstärkt sich weiter. Auch diesem Subpuls sind wiederum pulsspezifische lokale Energieeintragszentren zueigen, die ersichtlich wiederum an anderen Stellen liegen als die von den Subpulsen S1 und S2 herrührenden Einträge.

Über diese subpulsweise Anregung kann die Gesamtmagnetisierung im Untersuchungsvolumen U schrittweise aufgebaut werden, ohne dass es zu lokal unzulässig hohen Energieeinträgen
 5 kommt.

Fig. 5 zeigt in Form einer Prinzipdarstellung die sequentielle Anregung einzelner Subgebiete des Untersuchungsvolumens zur Ausbildung einer Gesamtmagnetisierung. Gezeigt ist auch
 10 hier der Patient 3 sowie das Untersuchungsvolumen U, das in mehrere, im gezeigten Beispiel 3 Subvolumina SU1, SU2 und SU3 unterteilt ist.

Mit dem ersten Subpuls S1 erfolgt die Anregung im Subvolumen
 15 SU1, gezeigt sind ferner die dem Subpuls S1 zugeordneten Orte hohen lokalen Energieeintrags 11. Die Anregung des Subgebiets SU2 erfolgt mit dem Subpuls S2, auch hier baut sich eine subgebietsspezifische Magnetisierung auf, wie durch die Strichelung dargestellt ist. Auch diesem Subpuls S2 sind pulsspezifische Zentren hoher Energieeintrags 12 zugeordnet. Im Subge-
 20 biet SU3 wird die Magnetisierung schließlich über den Subpuls S3 aufgebaut, wie durch die Strichelung dargestellt ist. Gezeigt sind ferner die dem Subpuls S3 zugeordneten Zentren hohen Energieeintrags 13.

Jeder Subpuls baut also eine transversale Magnetisierung auf, das heißt, er führt zu einem von der Anregung abhängigen Flipwinkel in einem der Subgebiete. Gleichzeitig führt er zu
 30 Zentren hoher lokaler Verlustleistung, die innerhalb und außerhalb des Untersuchungsvolumens U liegen können. Durch die Kombination der verschiedenen Subpulse wird die Magnetisierung nun im gesamten Untersuchungsvolumen U aufgebaut, wie durch die untere Darstellung gezeigt ist, bei der die Einzelmagnetisierungen der Subpuls-spezifischen Anregungen zusammen-
 35 mengefasst dargestellt sind. Evident fallen aber die Orte hohen Energieeintrags auch hier nicht zusammen und verstärken sich nicht.

Die Fig. 5 zeigt die Verwendung lediglich eines Einzelpulse für jeweils ein spezifisches Subvolumen. Die weitere Anregung erfolgt in jedem Subgebiet wie vorher beschrieben weiterhin sequentiell, das heißt, das Gebiet SU1 wird anschließend mit einem anderen Subpuls angeregt, entsprechendes gilt für die anderen Subvolumina. Schließlich ist darauf hinzuweisen, dass natürlich die jeweilige Gebietsanregung nicht scharf abgegrenzt erfolgt, vielmehr baut jeder Subpuls auch außerhalb des ihm zugeordneten Subvolumens eine transversale Magnetisierung auf. Nachdem aber die Subpulse so gewählt sind, dass die Flipwinkelamplitudenverteilung in jedem Subgebiet ähnlich ist, stellt sich eine Gesamtmagnetisierung im Untersuchungsvolumen ein, die äußerst homogen ist.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Erzeugen einer homogenen Magnetisierung in einem räumlichen Untersuchungsvolumen einer Magnetresonan-
5 lanlage im Rahmen einer Objektuntersuchung, welche Magnetreso-
nanzanlage eine Körperspule bestehend aus mehreren Resonator-
segmenten und eine Steuerungs- und Auswerteeinrichtung zum
separaten Ansteuern der einzelnen, voneinander elektro-magne-
tisch entkoppelten Resonatorsegmente entsprechend einem Satz
10 vorgegebener segmentspezifischer Anregungsparameter aufweist,
dadurch gekennzeichnet, dass die Resonatorsegmente innerhalb
einer Anregungssequenz zeitlich sequentiell unter Verwendung
unterschiedlicher Anregungsparametersätze mit im Wesentlichen
gleicher Phasenverteilung des resultierenden Flipwinkels der
15 präzedierenden Kernmagnetisierung im Untersuchungsvolumen an-
geregert werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass
die zu verwendenden Anregungsparametersätze in Abhängigkeit
20 der Homogenität des satzspezifischen Magnetfelds ausgewählt
werden.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeich-
net, dass das Untersuchungsvolumen in mehrere Subvolumina un-
terteilt wird, wobei für jedes Subvolumen mehrere zur sequen-
tiellen Ansteuerung der Resonatorsegmente zu verwendende un-
terschiedliche Anregungsparametersätze verwendet werden.
4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass
30 die zu verwendenden Anregungsparametersätze derart gewählt
werden, dass die Flipwinkelamplitude im jeweiligen Subgebiet
möglichst groß und/oder die Flipwinkel-Amplitudenverteilung
im jeweiligen Subgebiet im Wesentlichen homogen ist, und de-
ren Flipwinkel-Phasenverteilung im gesamten Untersuchungsvo-
35 lumen im Wesentlichen gleich ist.

5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Amplitude eines zu verwendenden Anregungsparametersatzes und/oder die Anregungsdauer unter Verwendung eines Anregungs-
satzes und die Phasenverschiebung eines zu verwendenden Anregungs-
5 parametersatzes derart bestimmt werden, dass sich im gesamten Untersuchungsvolumen eine im Wesentlichen homogene Flipwinkel-Amplitudenverteilung ergibt.
6. Magnetresonanzanlage mit einer Steuerungs- und Auswerteeinrichtung, ausgebildet zur Durchführung eines Verfahrens
10 nach einem der Ansprüche 1 bis 5.

Zusammenfassung

5 Verfahren zum Erzeugen einer homogenen Magnetisierung in einem räumlichen Untersuchungsvolumen einer Magnetresonanzenanlage

10 Verfahren zum Erzeugen einer homogenen Magnetisierung in einem räumlichen Untersuchungsvolumen einer Magnetresonanzenanlage im Rahmen einer Objektuntersuchung, welche Magnetresonanzenanlage eine Körperspule bestehend aus mehreren Resonatorsegmenten und eine Steuerungs- und Auswerteeinrichtung zum
 15 separaten Ansteuern der einzelnen, voneinander elektro-magnetisch entkoppelten Resonatorsegmente entsprechend einem Satz vorgegebener segmentspezifischer Anregungsparameter aufweist, wobei die Resonatorsegmente innerhalb einer Anregungssequenz
 20 zeitlich sequentiell unter Verwendung unterschiedlicher Anregungsparametersätze mit im Wesentlichen gleicher Phasenverteilung des resultierenden Flipwinkels der präzedierenden Kernmagnetisierung im Untersuchungsvolumen angeregt werden.

FIG. 4

FIG 1

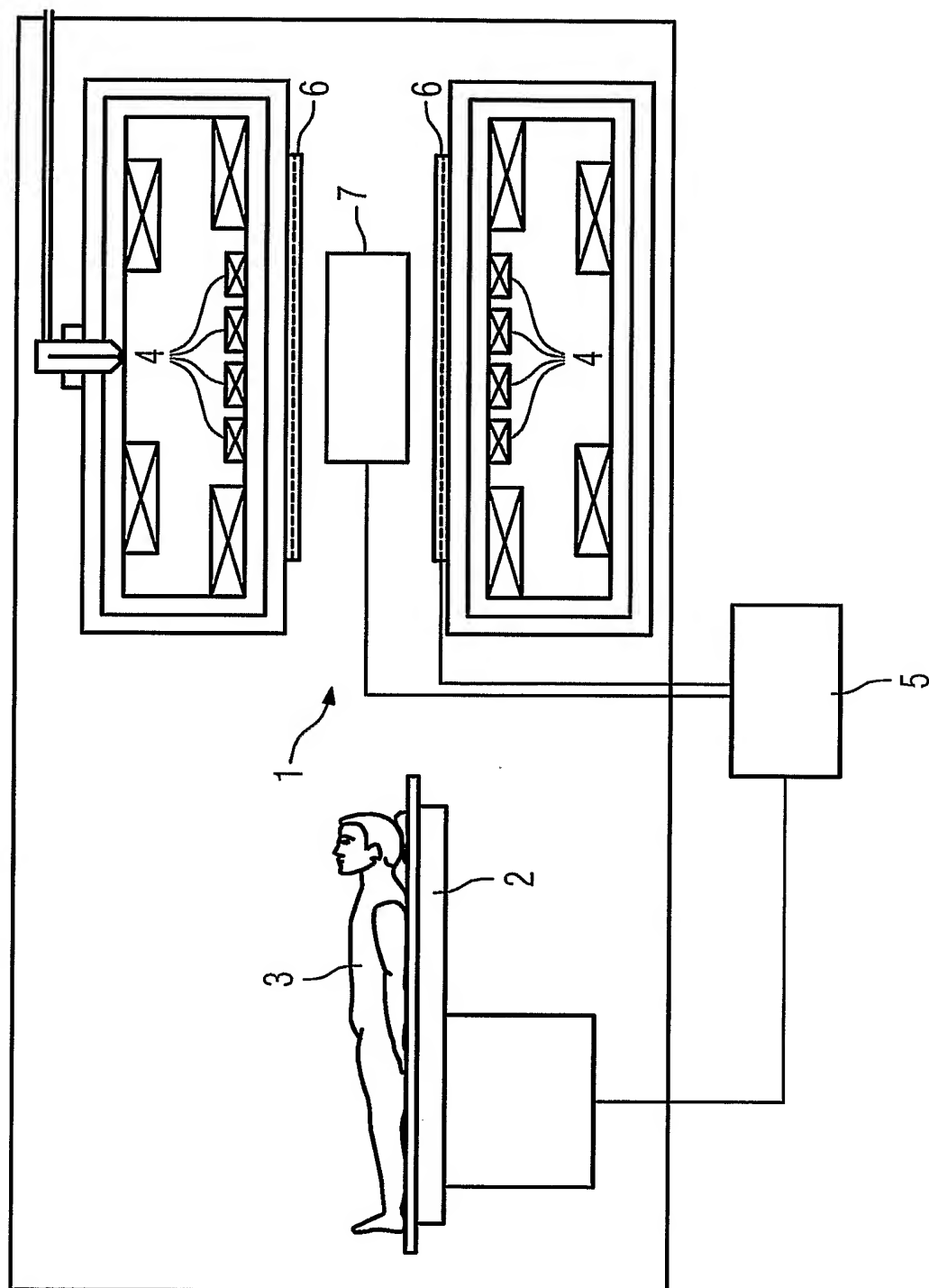


FIG 2

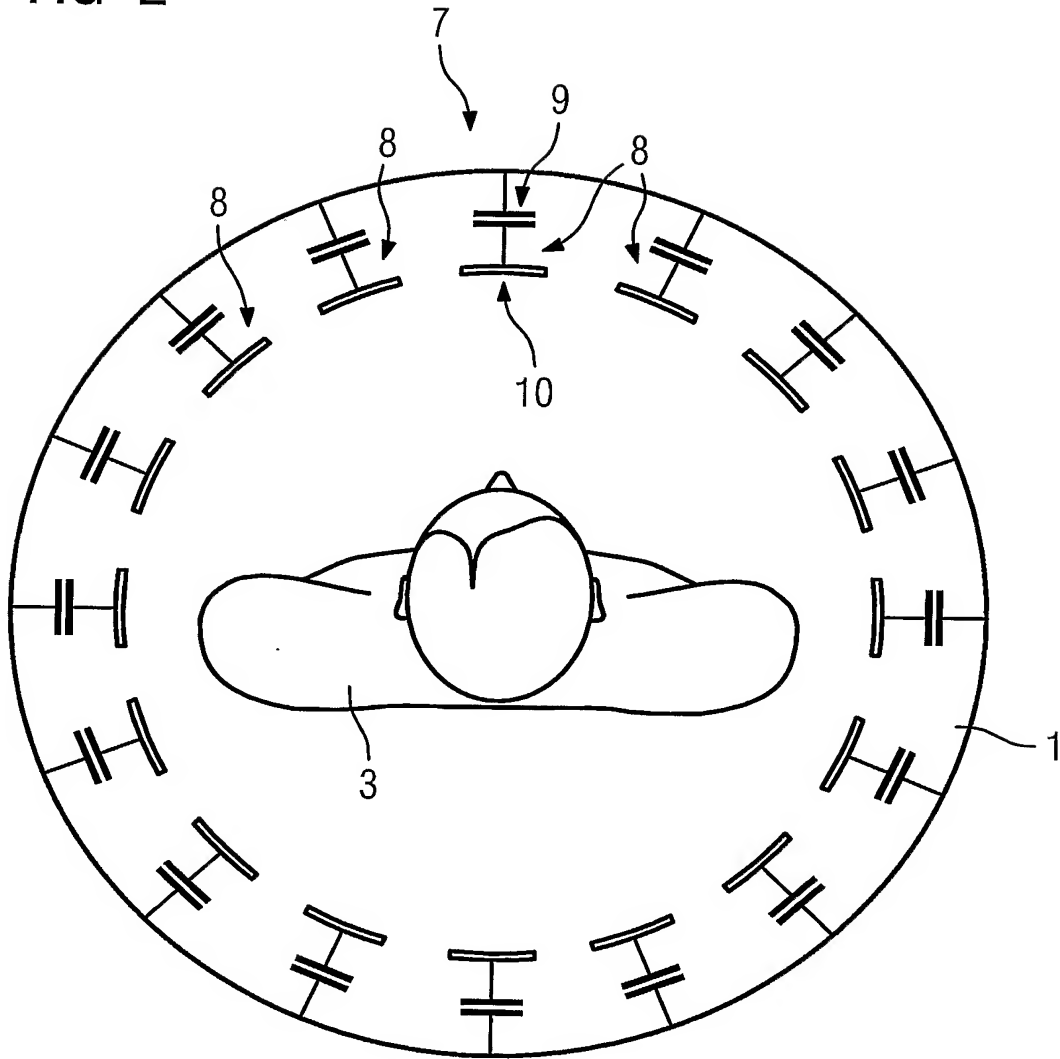


FIG 3

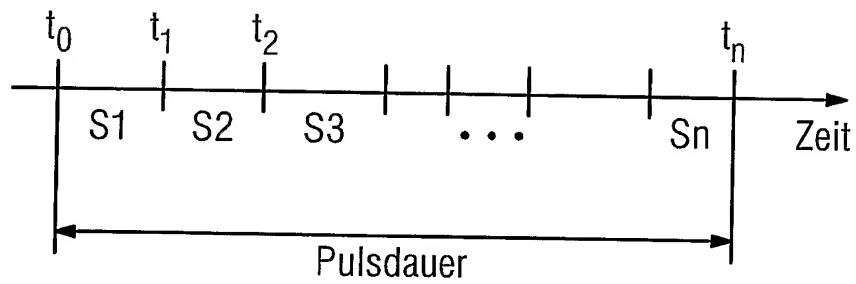


FIG 4

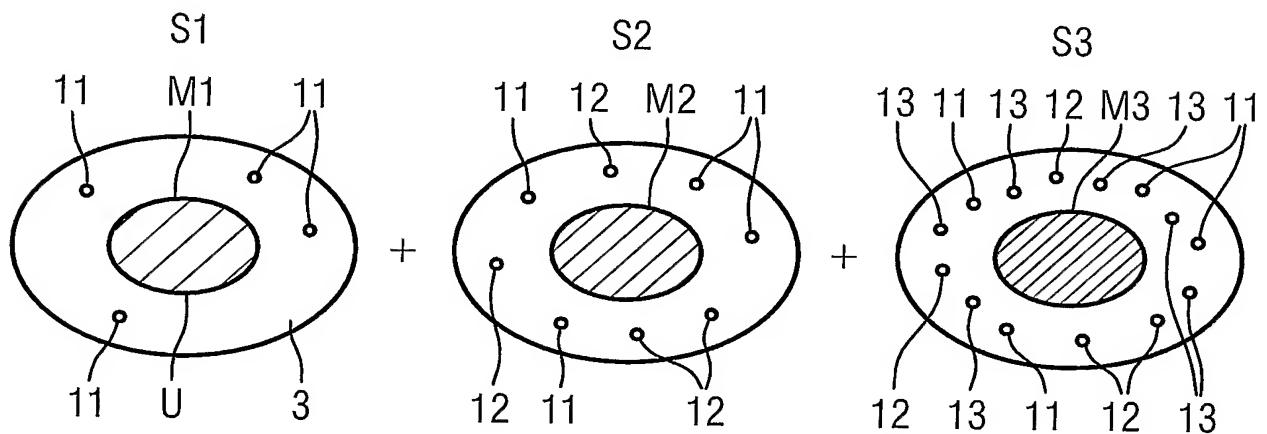


FIG 5

